

⑫ 公表特許公報(A)

平3-505785

⑬ 公表 平成3年(1991)12月12日

⑭ Int. Cl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	審査請求	未請求	未請求	部門(区分)	6(1)
G 01 N 27/30	F	7235-2J 7235-2J 7235-2J	G 01 N 27/30	予備審査請求	未請求	3 5 3 Z 3 5 7 *	

(全7頁)

⑯ 発明の名称 マイクロ多電極構造

⑰ 特 願 平2-505289  
⑱ 出 願 平2(1990)4月4日

⑲ 翻訳文提出日 平2(1990)12月4日  
⑳ 国 際 出 願 PCT/AT90/00027  
㉑ 国際公開番号 WO90/12314  
㉒ 国際公開日 平2(1990)10月18日

優先権主張 ㉓ 1989年4月4日㉔ オーストリア(AT)㉕ A783/89

- ⑳ 発 明 者 ウルバン ゲラルト オーストリア国 アー1020 ウィーン レンブラントシュトラッセ 19-8
- ㉖ 出 願 人 ウルバン ゲラルト オーストリア国 アー1020 ウィーン レンブラントシュトラッセ 19-8
- ㉗ 出 願 人 ナウアー ゲルハルト オーストリア国 アー1210 ウィーン グリヒツガッセ 19-18
- ㉘ 代 理 人 弁理士 中村 稔 外7名
- ㉙ 指 定 国 A T (広域特許), A U, B E (広域特許), B R, C A, C H (広域特許), D E (広域特許), D K (広域特許), E S (広域特許), F I, F R (広域特許), G B (広域特許), I T (広域特許), J P, K R, L U (広域特許), N L (広域特許), N O, S E (広域特許), U S

最終頁に続く

添書(内容に変更なし)

請求の範囲

1. 電極(1, 2, 3)が1つの基板(5)の上に配設された、電気的に活性な種の電気化学的な計測および生体用のマイクログラフ電極構造において、1つの内部電極(1)と少なくとも2つの他の電極(2, 3)が設けられると共に、内部の電極(1)は参照電極として接続され、他の電極(2, 3)は内部電極(1)を放射的に見て基板(5)を少なくとも部分的に囲んでいること、を特徴とする、マイクログラフ電極構造。
2. 電極(1, 2, 3)は同心的に配置されていること、を特徴とする請求の範囲第1項に記載の電極構造。
3. 電極(1, 2, 3)を形成する層は、少なくとも1つの絶縁層(4)によって分離されていること、を特徴とする請求の範囲第1項または2項に記載の電極構造。
4. 電極は少なくとも部分的に円形リング状のセグメント(2a, 2b, 3a, 3b)から構成され、かつ不活性の分離領域の面積は活性の電極セグメントの面積に比して小さいこと、を特徴とする請求の範囲第1項、2項、または3項に記載の電極構造。
5. 電極(1, 2, 3)は共通の平面内に設けられていること、を特徴とする請求の範囲第1項から4項に記載の電極構造。
6. 電極(1, 2, 3)は、基板(5)の貫通孔(6)を通過して、基板(5)の電極と反対の側で接触部に接続されていること、を特徴とする請求の範囲第1項から5項に記載の電極構造。
7. 内部電極(1)は基板材料(5)上に設けられると共に、少なくとも1つの他の電極(2, 3)が少なくとも1つの絶縁層(4)を中間接続として、基板(5)の内部電極(1)を支持する面から距離をおいて設けられていること、を特徴とする請求の範囲第1項から6項に記載の電極構造。

図第1項から6項に記載の電極構造。

8. 少なくとも2つの作業電極(2a, 2b)と1つの対向電極(3)とが、参照電極(1)から半径方向に距離をおいて設けられていること、を特徴とする請求の範囲第1項から5項に記載の電極構造。
9. 対向電極(3)は作業電極(2)よりも大きく、かつ内部の参照電極(1)からの中心距離が作業電極(2)よりも大きくなっていること、を特徴とする請求の範囲第1項から5項に記載の電極構造。
10. 内部電極(1)は針状の電極(1)から形成されており、少なくとも1つの他の電極(2, 3)が少なくとも1つの絶縁層(4)を中間接続として内部電極(1)を少なくとも部分的に囲んでおり、さらに内部電極(1)は、絶縁層(4)内の貫通孔(7)を通過してそれぞれの電極質と接続されていること(図8)、を特徴とする請求の範囲第1項から5項に記載の電極構造。
11. 内部電極(1)は絶縁層(4, 4')で形成された空所内に設けられ、さらに少なくとも1つの他の電極(2, 3)が絶縁層(4)内に埋め込まれると共に空所内に通過し、もしくは絶縁層(4)の表面上に設けられていること(図9〜13)、を特徴とする請求の範囲第1項から10項に記載の電極構造。
12. 電極(1, 2, 3)上に、少なくとも1つの層が設けられていること、を特徴とする請求の範囲第1項から11項に記載の電極構造。
13. 電極材料として、金属、特に金、白金、パラジウム、イリジウム、ロジウム、モリブデンおよびタンタル、あるいは炭素を含有する導電性物質、特にグラファイト炭素、ポリピレン、またはポリピロール、が用いられること、を特徴とする請求の範囲第1項から12項に記載の電極構造。

## 特表平3-505785 (2)

序文(内容(実定なし))

明 細 書

## マイクロ多電極構造

本発明は、電気的活性の種の電気化学的な測定および生成用の、1つの基板上に複数の電極を配設した、マイクロ多電極構造に関するものである。

微量な量の電気的活性の種の確実な検出および生成用として、従来はまだ適当なマイクロ多電極構造は知られていない。電気的活性の種の測定および生成のための電気化学的プロセスの試験における基本的な問題は、特に生物学的分野において、用いられる腐蝕あるいは電極材料の適当な表面特性および接合部の配列を得ることである。一方で、かつ極めて再生性の高い均一な形質の構造のみが、統一的に経過する電極反応を可能にしており、これが微小な電位の計測や空間的に著しく低い状態での計測に重要である。

このような応用目的のための小形化された電極は、平方マイクロメートル程度の表面積が、所定の表面材料性質を有する必要がある。生物学領域における計測では、対応する僅かな物質代謝によって電気化学システムが妨害されないようにし、これによって電極にできるだけ小さい電流が流れるようにする必要がある。ポテンシオメトリックな計測では、このようなマイクロ多電極構造は、ポテンシャルの上昇速度が $100 \text{ mV/s}$ になると、活性物質の電流が可能な限り、その高さは、ポーログラフィの場合の限界と同じように、試験される電解質溶液の電気活性の種の濃度の真値に比例する。

必要なマイクロ多電極構造については、第1に、従来は試験できなかった領域での、電気化学的試験の可能性を創出する必要がある。この場合は、生物学的な経路における試験の遂行に、き

図第1項から12項に記載の電極構造。

14. 内部電極(1)として、第2の層間の電極が用いられること、を特徴とする請求の範囲第1項から13項まで記載の電極構造。
15. 電極(1, 2, 3)の寸法が、数分の1ミクロンから数分の1ミリメートルの間にあり、を特徴とする請求の範囲第1項から14項に記載の電極構造。
16. 電極構造上に、生物学的に活性な分子や物質、特に酵素や抗体が固定されていること、を特徴とする請求の範囲第1項から15項に記載の電極構造。
17. 電極構造は、受光センサとして形成された基板上に設けられていること(図15)、を特徴とする請求の範囲第1項から16項に記載の電極構造。
18. 電極構造は、カテテルとして形成された基板上に設けられていること(図16)、を特徴とする請求の範囲第1項から17項に記載の電極構造。

に電気化学的な反応装置における試験が、バッテリシステムの場合、および従来は通常のマイクロ電極による計測が実施できなかった腐食試験の場合にも特別の重要性を有している。

個々のマイクロ電極を挿入したり、このような個別マイクロ電極を多数組合せて計測に用いることは、すでに知られている。このような個別マイクロ電極はポテンシostatチック式およびポテンシオメトリック式の計測用として提供されており、この場合は、複数の平坦な電極が互いに平行に配列される。また多数の個別マイクロ電極から成る同様な電極構造も用いられるが、これは測定電極あるいは対向電極と、参照電極との間に、大きな電位降下が発生すること、および電流密度分布が決して一様にならないという欠点がある。このような個別マイクロ電極を用いると、電極表面積互間に一定の幾何学的な関係を保持できず、従って再現性の高い測定を行うことが不可能になる。

本発明の目的は、幾何学的配置が一定で、電気化学的計測において再現性の高い測定値が得られるという特長を有すると共に、障害の発生率が低く、さらにノイズに強い計測を可能とする、マイクロ多電極構造を創出することである。この問題を解決するために、本発明によるマイクロ多電極構造は、1つの内部電極と少くとも2つの他の電極を備え、内部電極は参照電極として接続され、他の電極は基板の上から見て、内部電極を少くとも部分的に囲むようにすることを基本としている。1つの内部電極が参照電極として接続され、さらに、選択的に測定電極あるいは対向電極として用いられる他の電極がこの内部電極を少くとも部分的に囲むことによって、内部電極の十分なシールドが得られ、これによってノイズに影響されない計測が可能になる。同時に、このようなマイクロ多電極構造によって、一定の幾何学的配置を確立し、

電極相互間の距離を小さくできる可能性が創出される。この基本的に小さくなる距離は、マイクロ多電極構造によって一義的に決定され、このような電極相互間の距離の小さいことによって悪い導電性の電解質溶液、例えば生理学的溶液の影響が大幅に低減される。このような、個々の電極間に微小で一定の距離を有するマイクロ多電極構造を用いることにより、ノイズの影響を受けにくい計測が得られると共に、従来は試験に用いることはほとんど不可能であり、あるいは高価な補正法を用いてのみ可能であったシステム内の計測を、高価な計測を適度に必要とすることなく実施することが初めて可能になる。また、低電圧電流を感知しにくいと測定ができなかった有機物質の場合にも、このようなマイクロ多電極構造を用いることによって、直接に分析物および反応運動的な試験を行うことができる。また中央の参照電極の非シールドによって、電流測定が著しくノイズフリーになり、さらに3電極法を用いることによってビオアンペア領域までの電流測定が可能になる。個別電極相互間の距離を小さくすることによって、電解質に関係する電位降下(1Rのドロップ)による電位エラーを最小とし、同時に、それそれの電解質で形成される電気化学的セルの最小寸法に依って、局所的な濃度勾配の試験および測定、あるいは同時に行われる複数の電気的活性種の同時的な監視および測定が可能になる。また1V/sに達する比較的高い電位上昇速度をもった3電極構造におけるポテンシオメトリックな測定も、このようなマイクロ多電極を用いることによって可能であり、これは従来の電極で著しくなる電位の影響を大幅に排除できることによるものである。

本発明のマイクロ多電極構造を用いることによって、金を電極材料とした従来の3電極構造を用いて、個々の神経伝達物質を定

量的に分離できることが、はじめて多能となった。また電極材料として白金を用いると共に電極材料の表面に酸素を不動化固定することによって、例えば、小形化された感性的な高いグルコースセンサが実現できる。さらに、電極に白金を用いると共に電極を後述の装置で被覆することによって、測定の電解質内の酸素濃度を測定することができる。

また本発明のマイクロ多電極構造は、1つの参照電極と少くとも2つの他の電極とのほかに、さらに追加の電極が狭いスペースで設けられ、これによって多数の異なる電気化学的な活性種が同時に検出できるようにになっている構造にしても、簡単な方法で適用することができる。さらに、個々の物質の同時測定のほかに、測定される物質の濃度の間分解も可能である。

特に均一な電流密度分布を有する、幾何学的に特に好適な電極構造は、本発明の枠内において、各電極が同心的に配置されるような形態にすることによって達成される。個々の電極は基板材料上に設けられ、この場合の接続は、例えば、基板材料上の導体層を用いて行うことができる。隣接した電極間の接続や、これによる測定結果の特性の時間的な変化を防ぐためには、電極を形成する層を少くとも1つの絶縁層で分離するような構造を用いることが有利である。

電極の同心配置は、原理的に、中心に対して同心的に配置された複数の電極の個々の幾何学的構成を得るを可能にする。電流密度分布の均一性を大幅に向上させる意味において本構造は、電極を少くとも部分的に円形リング状のセグメントとして形成すると共に、不活性の分離領域の面積を活性の電極セグメントの面積に比して小さくすることが有利であり、この場合、不活性の分離領域の面積を、活性の電極セグメントの面積に比して小さくする方

法を用いることによって、容量効果も大幅に除去できる。

一過の測定に対しては、ほぼ平坦な構造を選択し、電気的に活性な層を含む測定すべき材料を、この電極上に選択的にのせるようにすることが有利である。本発明によるマイクロ多電極構造の特に有利な形態は、基本的に、電極を共通の平面上に配置することである。このような構造における電極の接続は、個々の電極を基板の貫通孔を通して、基板の電極に対して反対側で接続部に接続することが有利である。

参照電極として接続された内部電極に対する他の電極の同心配置によって得られる、内部電極のシールドのほかに、当然ながら、作業電極も他の電極によってシールドされる。しかしながら、内部電極は、対応する接続によって、参照電極としての機能のほかに、対向電極としての機能を行うことができる。内部電極の参照電極としての利用性に対しては、内部電極として、第2の種類の電極を用いるような構成にすることが特に有利である。特に、このような第2の種類の電極は、一定の最小容量を必要とし、さらに、この種の内部電極の特に効果的なシールドは、内部電極を基板材料上に設けると共に、少くとも1つの他の電極を、少くとも1つの絶縁層を中間接続して、内部電極を保護する基板面から一定の距離をおいて配置することによって達成される。この方法を用いて、内部電極の空間的な配置を考慮することができ、より良好なシールドが得られると共に、測定の耐ノイズ性を向上させることができる。

さらに作業電極には対向電極を追加することができ、この場合、少くとも2つの作業電極と1つの対向電極を参照電極から半徑方向に距離をおいて設け、かつ好ましくは対向電極を作業電極より大きくすると共に、内部の参照電極からの中心距離を作業電極

代用物質を選択的に捕獲したり、他の生物学的測定を行うためには、電極構造上に、生物学的に活性な分子や物質、特に酵素および抗体を固定化するような構造を用い分のが有利であり、本発明によるマイクロ多電極構造の操作は、電極構造をアレイセンサとして形成された基板上に設けることによって、特に簡単に構成できる。

特に、直置や内観内における、かなり長期間の監視を可能にするには、電極構造を、カプセルとして形成された基板内に埋込むような構造を用いることが有利である。

以下、本発明を、図面と示した各実施例について詳細に説明すると共に、個々の説明の中で、本発明による構造のさらに他の利点を述べる。

図1は、本発明によるマイクロ多電極構造の第1の実施例を示す断面図、図2は、図1の電極を矢印Vの方向から見た縮尺した平面図であり、かつ図1は図2の直線1-1に付った断面図を示すようになっているもの、図3は、本発明の變形した一実施例を図2と類似して示した平面図であり、本発明によるマイクロ多電極構造のさらに他の變形した実施例を示す断面図、図5は、図4の実施例を矢印Vの方向から見た縮尺した平面図であり、かつ図4は図5の直線IV-IVに付った断面図を示すようになっているもの、図6は、多層構造を有する一実施例を図1および図4と類似して示す断面図、図7は、図6の直線を矢印VIIの方向に見た縮尺した平面図であり、かつ図6は図7の直線VII-VIIに付った断面図になっているもの、図8は、本発明による針状の電極構造の一例を示す断面図、図9は、さらに他の実施例を図2、3、5、または7に類似して示した平面図、図10〜13は、それぞれ、さらに他の變形した実施例を示す断面図であり、各電極は少くとも部分

より大きくするような構成にすると有利である。この方法を用いると、作業電極についても十分に有効なシールドが得られ、これによって測定のノイズ低減をさらに確実にすることができる。

高い長期的安定性を有する大容量の参照電極を構成すると、内部電極を針状の電極で形成し、少くとも1つの他の電極は少くとも1つの絶縁層を中間接続して内部電極を少くとも部分的に囲み、さらに内部電極は絶縁層の貫通孔を通してそれぞれの電解質と接続するにいたした構成が有利である。この場合、内部電極の空所には、それぞ第2の種類の電極に必要な電解質を収納することができ、内部電極は貫通孔を通して、測定が行われるそれぞれの電解質と接続され、このようにして対向電極としても使用できるようにする。

さらに他の有利な構成によれば、内部電極は絶縁層で形成された空所に置き、かつ少くとも1つの他の電極は、絶縁層内に埋込んだ空所に開口するか、あるいは絶縁層の表面に設けられるようにした構造が適当であり、さらに、このような構造を用いることによって、多数回使用できる内部電極が良好な長期的安定性をもちて実用できる。

一定の電気活性の種を選択的に捕獲することが、適当な導電性の膜を用いることによって達成でき、本発明の場合は、電極上に少くとも1つの膜を設ける構造が有利である。

公知の方法では、電極材料としては、金属、特に金、白金、パラジウム、イリジウム、ロジウム、メタリウム、およびタンタル、または炭素を含む導電材料、特にガラス状の炭素、ポリチタン、またはポリピロロルが用いられ、かつ所望の小形化のために、電極の寸法は、好ましくは数分の1ミクロンから数分の1ミリメートルの間にあり、

的に絶縁層内に埋め込まれと共に、絶縁層内に形成された空間を通じているもの、図14および15は本発明によるマイクロ多電極構造に用いられる基板の種々の実施形態を示す平面図であり、それぞれ共通の1つの基板上に複数のマイクロ電極システムが形成されているもの、また図16および17は、本発明によるマイクロ多電極構造のさらに他の適用可能性を示すもので、図18の実施例における本発明の電極構造はカテーテル内に埋め込まれた場合、図17の構成例では貫通孔に適用した場合をそれぞれ示している。

図1および2において、電極1、2および3は、不活性の基板5上に配置され、それぞれ絶縁層4を介して互に電気的に絶縁されている。その構成の要は、ほぼ任意のものであり、すなわち、参照電極として用いる内部電極1を、これに隣接した外部電極2で少くとも部分的に囲み、さらに図2に示すように、少くとも部分的に円形のセグメント2a、2b、3a、3bから成る中断された電極構造が引き出されて使用でき、さらに、不活性の分離層は、活性の電極層よりも小さく形成されている。

図3に示す構成では、内部電極1は、同じ半径上にあるほぼ円状の2つの電極2で囲まれており、かつ内部電極1は参照電極としての機能のほかに、測定電極あるいは作業電極に対する対向電極としても、接続が可能である。

図4および5の構成では、同じように、不活性基板材料5上に種々の電極1〜3が設けられ、かつこの場合も、参照電極1は測定電極もしくは作業電極2で同心的に囲まれている。さらに対向電極3がこの測定電極2を囲んでおり、図4、および図5は、不活性の基板5を貫通する貫通孔構造5を用いて行われる。この構成によって、閉じられた電極構造が可能となる。

して対向電極3から絶縁する。次いで、構造全体を外部から絶縁層4によって囲む。この構造は、穿列シラコとして用いとき、特に有利である。

図6には、さらに他の多電極構造が示されている。この場合、参照電極として用いられる電極1は、2つの測定電極2aおよび2bで同心的に囲まれている。また対向電極3が構造全体を囲んでいる。このような構成は一方では、2つの異なる電気化学的に活性な種の検出能力があるという利点を有すると共に、他方では、電極2aに発生した反応物を再度、電極2bで変換し、これによって種の特性化を可能とする。図9の構成の場合は、図2の構成の場合に比べて、拡散に対して好適な幾何学的配置が得られるという利点がある。

さらに、通常の構造的方法と特種な処理技術を用いることによって、各電極に設けられる絶縁層を定める限り薄くし、これによって電気的活性の種、あるいは発生する反応物の最大濃度範囲および検出が可能な範囲。このような構造では、絶縁層と電極材料との転移ゾーンのエネルギー障壁に反応物が増大することがない。

しかしながら、反応物または電気的活性の種の電極構造における増大、または均一な電流密度分布が要求されることは、厚い絶縁層を作ることにより、あるいは図10〜13に示すような3次元構造を用いることによって、これらの物質の一定量が金属電極の面に運ばれ、かつこの物質の濃度を長時間にわたって一定に保つことが可能となる。従って、このような3次元構造は、検出および拡散用の膜を一定の場所一定の量で長時間にわたって機能を保つことに利用することができる。

図10は、不活性の基板5上に直接に電極1を覆った場合の、可能性のある構成の1つを示したものである。電極1は絶縁層4

図6および7による構造の場合は、不活性の基板5の上の構造の中心に参照電極1が取り付けられる。参照電極1は次に絶縁層4で囲まれ、同時にこの絶縁層は、電気的に接続する、機械的に記号15で示す導体構造、詳細に図示していない外部の導体に連するまで絶縁する。この絶縁層4の上には次の工程で、少くとも1つの測定電極2が取り付けられ、この電極と検出導体も同時に絶縁層4で囲まれるようにする。さらにこの絶縁層4上に、対向電極3が同心状に設けられる。従って、基板5の上から見ると、内部の電極1が他の電極2および3で囲まれている。これによって、図6に示す構造も、中断されない電極構造を可能にする。

また各電極は互に電気的に絶縁されると共に、引出しを用いて導電され、差込み用の接点に接続されると、引出しを構成して、内部電極は各外部電極によって導通され、これによって、種々の測定プロセスにおいて、微小な計測の場合にも、極めてノイズの少ない測定が可能となる。

さらに、外部電極は幾何学的配置によって互に内側にある電極よりも少し大きくできるもので、これによって、不活性の対向電極は、それぞれの測定電極よりも大きくなければならないという要求が満たされる。

本発明による電極構造の基本的な利点は、幾何学的に最適な、最小寸法をもち、平面構造形式の多電極構造を実現できることである。これによって、マイクロ構造まで小型化を達成することができる。

さらに可能な3次元構造を図8に簡図で示す。この場合は、ガラスまたは金属のマイクロ管として形成された導電性の針状の基板1の上に、測定電極用の開口7を有する絶縁層4を設ける。さらに、これと同心に測定電極2を設けると共に、絶縁層4を介

で囲まれている。この絶縁層4の上には電極2が設けられている。さらに、その上には絶縁層4が設けられ、さらにその上には電極3が設けられている。電極3は、ほぼ同じ対向電極として用いられる。

電極3の構造は種々の変形で行うことが可能であり、その1つの変形例は図11に示す通りである。この場合は、電極3は絶縁層4に続いて直接に電極2の上に設けられている。これによって、3次元の構造を、球面形の空洞として形成することができる。例えばポリイミドなど、特種な絶縁層を用いることによって、構成高さ、従って中空腔長を数百マイクロメートルにすることができる。

図12はさらに、電極構造の球面形の一変形例を示すものである。この場合は、不活性の基板5上にある電極1は絶縁層4によって同心的に囲まれている。絶縁層4の上には、測定電極として用いられる電極2があり、その上に絶縁層4'が、さらにその上に電極3が設けられている。絶縁層4'は、マイクロ処理されたシリコンで形成することができる。また図12に示す変形例に類似した他の変形例として、図13に示すように、電極3を異なる構成にして実施することも可能である。

電極材料としては、すべての導電性の物質を用いることが可能であり、特に金属、導電性ポリマ、ガラス状炭素が用いられ、さらに金、白金、パラジウム、銀など薄膜トグラファ処理可能な金属が特に優れて用いられる。また特種な用途に対しては、他の金属を電極材料として用いることも可能である。

さらに、マイクロ多電極構造には、種々の電極材料を用いることができる。従って、電極1〜3はそれぞれ異なる電極材料を用いて構成することが可能である。

さらに単一電極構造のほかに、このような電極構造を複数個

組合せ、同じような方法を用いて平面的な多重電極を作成することも可能である。図14および15はその例を示したものである。この場合は、1つの不活性基板の上に、図1〜7あるいは図10〜13に示すような電極構造が2つ以上設けられる。

最も簡単な場合、このようなマイクロ電極構造は3電極構造として、巨視的な試験ができないようにすべてのシステムにおける、すべての電気化学的試験プロセスに用いることができる。

この場合は、電圧電流変換形センサ用として用いられる。同時に、あるいはこれとは別に、この構造はまた、小形化された参照電圧として、pHセンサ、あるいは導電率形のセンサに用いられる。さらに、このような構造は、例えば酸または水素生成用の電気化学的なアークチュエータとして、あるいは対流電極として用いることができる。さらにまた、このような構造は、インピーダンス分光用のマイクロセンサとして用いることができる。

同様に、バイオセンサとしての用途も可能である。このためには、電極の1つに酵素を固定する。また、例えば、図2、3または3に示すような電極の複数個に別々の酵素をつけて用いることもできる。図14に示す電極構造は、極めて小さい空間で、それぞれの測定媒体内の活性酵素と実性酵素との間の差動測定を行うのに用いることができる。これによって得られるノイズ抑制によって、測定精度および再現性の基本的改善が得られる。

この電極構造のさらに他の利点は、保護膜を電極のそれぞれ一方または他方に設けることができるという点にあり、図10〜13に示すような電極構造と組立が適用でき、さらに例えば図11および13に示す構造の場合、最上層の層を、絶縁層4あるいは4'の代りに、保護膜を用いて形成することも可能である。

操作可能性としては、享利センサ(図15)の形式が実現可能

であり、同様に口出し導体11と共にカテテル10(図16)上に設けられた、例えばグルコースセンサ9などのセンサとしての形状も可能であり、これによって例えば体内の物質濃度を直接に試験することが可能となる。

さらに、このマイクロ電極構造は、1つの測定チップ12上に集積させて、例えば医学的な分析装置における実感センサとして導管13に組み込むことができ(図17)、この場合、測定チップ12は成形体14の中に収納される。マイクロ電極構造は、細胞培養の試験用の2次元のアレイに配列されたセンサ群として用いられると共に、血液内の、例えば酸素のような、ガスを直接に測定するのに用いることができる。

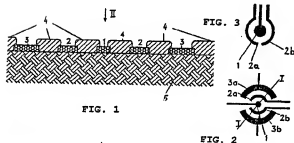


FIG. 1

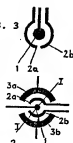


FIG. 2

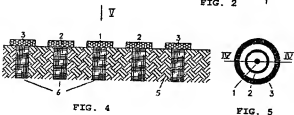


FIG. 4



FIG. 5

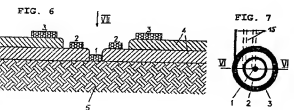


FIG. 6

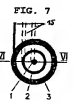


FIG. 7

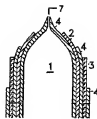


FIG. 8



FIG. 9

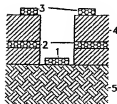


FIG. 10

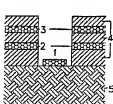


FIG. 11

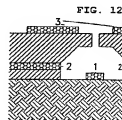


FIG. 12



## 国際特許公告

AT 5006027

SA 35243

This entry into the patent document, according to the patent document filed by the international patenting agent, is the publication of the patent document. The publication of the patent document is not intended to be a statement of the patenting agent's opinion on the patentability of the invention. The patenting agent's opinion on the patentability of the invention is not intended to be a statement of the patenting agent's opinion on the patentability of the invention. 12/06/90

Patent document class to which report	Publication date	Patent number reference	Publication date
US-A-4568445	04-02-86	None	
US-A-4488539	08-12-84	None	
EP-A-151199	10-08-85	US-A- 4456089 CA-A- 1207027 JP-A- 8017146	12-06-84 01-07-86 04-09-85
US-A-4430101	27-03-84	CA-A- 1211076	09-09-84
US-A-4160048	11-07-78	FR-A- 2245246 CA-A- 1028006 CO-A- 575650 DE-A-C 2443863 GB-A- 1473715 JP-A, B, C 55059891 NL-A- 9112265 SE-A- 384127 SC-A- 7411655	10-04-75 14-03-78 14-05-76 10-04-75 10-05-77 22-05-75 28-03-75 20-08-77 21-03-75
GB-A-1505140	30-03-78	CA-A- 1032224	30-06-78

5 For more details refer the entry 1 on Official Journal of the European Patent Office, No. 11/82

## 第1頁の続き

©Int. Cl.<sup>8</sup>

識別記号

序内整理番号

A 61 B 5/0408  
G 01 N 27/08  
27/327

A

7370-2J

7729-4C

A 61 B 5/04

3 0 0 B

④発明者 ナウアー ゲルハルト

オーストリア国 アー1210 ウィーン グリヒツガッセ 19-18